



Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Odontología

“Estudio comparativo de la contracción de polimerización in vitro de tres resinas compuestas.”

Master de Ciencias Odontológicas

Trabajo de investigación

Alumno: Fernando Ledesma Renedo

Director: Prof. Dr. José Carlos de la Macorra García

Departamento de Odontología Conservadora

2014-2015



Índice

AGRADECIMIENTOS

1. INTRODUCCIÓN

- 1.1 La contracción de polimerización.
 - 1.1.1 Causas de la contracción volumétrica.
 - 1.1.2 Efectos de la contracción volumétrica.
- 1.2 Materiales a base de RRCC con baja contracción.
- 1.3 Lucha contra la contracción.
- 1.4 μ TBS-Test

2. OBJETIVOS

3. HIPÓTESIS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

- 4.1 Introducción a Material y Métodos.
- 4.2 Resinas compuestas que participan en el experimento.
- 4.3 Preparación de las muestras.
- 4.4 Obtención de las probetas.
 - 4.4.1 Corte.
 - 4.4.2 Identificación de las probetas.
 - 4.4.3 Obtención de las probetas.
- 4.5 Mediciones
 - 4.5.1 De la resistencia traccional.
 - 4.5.2 Del área de rotura.

5. ANÁLISIS

- 5.1 Primer análisis de regresión lineal (Mpa-BA).
- 5.2 Segundo análisis de regresión lineal (Mpa- Residuos).
 - 5.2.1 Número de casos por cada grupo muestral.
 - 5.2.2 Test de la normalidad.
 - 5.2.3 Coeficiente de correlación de Spearman.

6. RESULTADOS

7. DISCUSIÓN

8. CONCLUSIONES

Tablas

Figuras

Bibliografía



Agradecimientos

AGRADECIMIENTOS

A todo mi entorno amigos, familia y todos mis allegados que me han hecho persistir en mi empeño y ver luz, en los momentos de oscuridad.

A mis padres, M^a Mercedes Renedo Hijarrubia y Juan Ángel Ledesma García, por su apoyo incondicional y su empeño en que sus hijos alcancen las metas que se proponen.

A mis hermanos, Alfonso Ledesma Renedo y Javier Ledesma Renedo, por siempre estar a mi lado y creer en mí.

Al personal de la Complutense, por ayudarme y facilitarme lo necesario para la realización de este estudio, especialmente a Jesús Ruiz Falcón, Silvia Tenenbaum, Nuria Ocaña Miguel.

Al Departamento de Odontología Conservadora de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, por su disposición incondicional y facilidades en el día a día.

A mi tutor, Jose Carlos de la Macorra García, por tener fe en mí en los momentos que no había esperanza, por su buen hacer y su dedicación incondicional.



Introducción

1. INTRODUCCIÓN

1.1 La contracción de polimerización

Las resinas compuestas son uno de los materiales de uso más frecuente, en el día a día, de la práctica odontológica. Desde los primeros momentos de su aplicación, se observaron carencias que provocaron la necesidad de investigar para conocer las causas y mejorar el material.

Hay dos características que han sido el foco de atención de clínicos e investigadores: la contracción de polimerización y su estrés asociado. (Sakaguchi RL et al.,1992),(Chen HY et al., 2000).

La contracción volumétrica o “Polimerization Shrinking” o “curing contraction” alude a la disminución del volumen de dicho material, al producirse el cambio de enlaces débiles a fuertes. A nivel microscópico la contracción volumétrica corresponde a la reorganización interna de la fase orgánica e inorgánica, durante la vitrificación de una resina por la transformación de enlaces débiles a fuertes (Braga RR et al., 2005).

El estrés de contracción o “stress” o “tensión a la compresión”, es una fuerza que se produce en el interior de un sólido cuando sobre él se aplica una carga por su unidad de superficie.

Estas características del material en sí mismo y de su contacto con el material dental, son la consecuencia del paso de un estado de gel, a uno visco-elástico y finalmente a un estado aparentemente sólido.

Este estado final se considera un sólido elástico que se define como aquél que frente a un esfuerzo exterior se deforma y recupera su forma al cesar dicho esfuerzo. (De Jager N, Pallav P y Feilzer AJ, 2005)

Los sólidos elásticos son materiales sólidos que cumplen tres características: isotropía, homogeneidad y continuidad.

- Un cuerpo es isótropo cuando sus propiedades físicas son independientes de la dirección en que se midan en ese cuerpo. Por tanto podremos afirmar que los sólidos elásticos presentan igual elasticidad en todas sus direcciones.

- La continuidad supone que no existen huecos entre partículas ni distancias intersticiales.

- La homogeneidad indica que una parte arbitraria de dicho material tiene idéntica composición y características que cualquier otra (Libro Resistencia de los materiales).

A pesar de la dificultad de imaginar que existan sólidos con estas características, la clave está en entender que a exceptuando el hecho de que microscópicamente no se cumplan, sí lo hacen macroscópicamente quedando patentes por la experiencia. Por tanto las resinas compuestas se consideran sólidos elásticos, al considerar que sus partículas están homogéneamente embebidas y unidas a la resina.

Estos sólidos elásticos, durante su curado o polimerización, presentan una disminución de su volumen. Este cambio de volumen, del inicial de la resina compuesta, al volumen final (tras la polimerización) produce unos vectores de fuerzas hacia el centro de la masa del composite.

De una manera más simple podríamos imaginarnos cómo al sumergir un sólido en un fluido, este sólido recibiría presión (será la fuerza por unidad de área) en todas las direcciones hacia el centro de la masa y si esta presión es suficiente, se produciría una disminución del volumen o deformación permanente. Este ejemplo, aunque dista de la realidad, valdría para representar cómo se distribuyen los vectores de fuerzas en una resina de auto-curado, que contraerán hacia el centro de la masa.

En el caso de las foto-curables, se complica un poco más. Estos vectores se dirigirán hacia la luz ,al irse polimerizando las capas más superficiales las inferiores todavía móviles, se desplazarán hacia ellas por la contracción. También influirán las características de la unión al sustrato.

En el hipotético caso de que la contracción volumétrica se repartiera de forma uniforme por todo el material y que no fuera un proceso dinámico sino puntual, se produciría la relación lineal en la que una tensión provocaría una deformación sin dejar estrés residual en el material; sin embargo, las resinas compuestas se presentan como un material “vivo”, capaz de buscar una reorganización interna para aliviar esta tensión (sobre todo en su fase pre-gel), creando nuevos vectores de fuerzas complejos que variarán durante el curado de la resina (Cabrera E and de la Macorra JC. 2007).

Dichos vectores surgen durante el curado de la resina compuesta ya que no toda la contracción se convierte en estrés, sino que la resina liberará estrés gracias a que fluye. Esta característica, propia de la fase plástica, anterior al punto gel y posterior a la vitrificación del composite en la fase post-gel (fin de la plasticidad del composite), se puede observar a dos niveles: A nivel macroscópico en el que la resina fluirá ocupando las superficies libres. A nivel microscópico, en la que las cadenas poliméricas más aisladas se unirán a la matriz (Kleverlaan CJ and Feilzer AJ, 2005); sin embargo este material si está adherido a otro, esta contracción afectará a la interfase adhesiva del mismo produciendo una deformación o “Strain” en la interfase adhesiva, al sentirse la resina compuesta limitada en su reorganización interna y su capacidad de fluir.

Debido a esto, se produce una contracción interna del material, presentando un estrés (estrés residual) y una zona de tensión-deformación entre las distintas partículas vecinas de la resina compuesta a la interfase adherida y a la otra fase o sustrato. (Davidson CL and Feilzer AJ, et al., 1997)

Como hemos expuesto con anterioridad las resinas compuestas se comportan como un sólido elástico, produciendo en la contracción, una transmisión del estrés de la matriz a las partículas.

En este punto, toma importancia el estudio de la elasticidad de dicho material o módulo elástico y el Coeficiente de Poisson. Sus valores nos permiten clasificar a nuestro sólido elástico como un sólido lineal (Masouras K et al., 2008). Y por tanto se cumple, que la tensión es proporcional a la deformación. (Han JM et al. 2012)

La relación de tensión-deformación en un sólido elástico lineal cumple la ley de Hooke. (Ferracane JL, 2005) (Min SH et al. 2010) (Stansbury JW, et al., 2005)

La ley de Hooke afirma:

“ El alargamiento unitario que experimenta un material elástico, es directamente proporcional a la fuerza aplicada sobre el mismo”.

La descripción de este fenómeno en las resinas compuestas de uso odontológico, no resulta tan simple. Además de la Ley de Hooke tendremos que tener en cuenta dos características en este material:

- Su contracción de polimerización que se presenta como: un proceso dinámico.
- Estas resinas compuestas no se comportan como un sólido elástico puro ya que su viscosidad y su deformación plástica mitigarán dicho estrés.

Dicho con otras palabras, el aumento del estrés de contracción para un intervalo será proporcional al producto de la deformación de la contracción multiplicado por el módulo elástico, si no fuera por el dinamismo de ambos coeficientes que varían en cada fracción de tiempo. (Sun-Hong Min S-H et al., 2010) (Braga RR et al. 2005).

Será el módulo de Young el determinante del comportamiento viscoelástico y de la fluencia del material a lo largo de su proceso de polimerización y reorganización interna al adherirse a un sustrato(Braga RR et al. 2005).

1.1.1 Causas de la contracción volumétrica

Básicamente las causas residen en un cambio de estado de dichas resinas durante su polimerización, pasando de distancias interatómicas correspondientes a las fuerzas de Van der Waals, a distancias intermoleculares, atribuibles a sus nuevos dobles enlaces covalentes (de la Macorra García JC, 1999).

La complejidad del problema que hemos descrito ha sido la motivación de diferentes investigaciones cuyo objetivo era determinar los factores que desencadenan estos efectos (Tabla I). (Pires-De -Souza FCP, et al. 2004)

1.1.2 Efectos de la contracción volumétrica

En la clínica diaria, al colocar una restauración en una cavidad dental, con para sustituir el esmalte o la dentina del propio diente, buscamos una continuidad entre el material y el tejido remanente. Su principal efecto nocivo es: el estrés de contracción. Este dificulta y en ocasiones impide la integridad entre estas dos fases, diente-restauración, presentándose como el enemigo a vencer.

Como expuso Bowen et al. en 1983, el estrés de contracción se produce por la adhesión a las paredes de la restauración durante la polimerización volumétrica de la

misma. Esta adhesión limitará la movilidad de las cadenas poliméricas que se reorganizan buscando su equilibrio energético y liberar su estrés residual.

Serán dos variables las encargadas de determinar esta resistencia a la contracción:

1- El nivel de confinamiento del material (que se medirá por el factor de configuración cavitaria o factor "C").

2- La adhesión al sustrato o el tipo de sustrato. Que a su vez está determinado por la dureza y movilidad de él mismo a sus paredes.

En las zonas en las que las tensiones de contracción sean mayores que las fuerzas de adhesión de la resina al sustrato dental, se formará un "gap". Este "gap", formado como resultado de una mayor tensión respecto a la capacidad de deformación de esta unión y de ambas fases, favorecerá la aparición de mayor o menor número de despegamientos a lo largo del área de adhesión. Estos defectos, se sumarán a los defectos internos propios de ambas fases, favoreciendo en mayor medida la propagación del estrés a través de ellas.

Por tanto, podemos describir dos situaciones posibles frente a este fenómeno:

- La primera, que este estrés consiga crear defectos en la interfase.
- La segunda que se preserve la interfase.

La primera situación favorecerá la aparición de: microfiltración marginal, sensibilidad operatoria, caries secundarias o despegamiento de la restauración.

En la segunda situación, las consecuencias serán: deformación oclusal, de flexión cuspídeas, líneas de fractura en el esmalte y líneas de fractura en la resina.

En ambas situaciones quedará patente la presencia de este fenómeno, pues está más que demostrada la relación entre el estrés de contracción de polimerización, la integridad de la interfase adhesiva y del sustrato adherido (Braga et al. 2005).

Frente a estos efectos la industria y los clínicos se dispusieron a resolverlos, cada uno por separado y en ocasiones aunando esfuerzos.

1.2 Materiales a base de RRCC con baja contracción

La industria química propondrá soluciones a estos efectos, mediante dos vías:

- 1- Reducción de la contracción volumétrica usando diferentes tipos de resinas.
- 2- Reducción de los enlaces reactivos por unidad de volumen:
 - a. Aumentando el peso molecular por grupo reactivo.
 - b. Aumentando la carga inorgánica.

En el estudio que aquí presentamos, lo único que varía entre los distintos grupos es la composición química de los 3 materiales. El resto de factores que afectan al estrés y a la contracción volumétrica se anulan en el experimento, no aplicándose o estandarizándose por igual para los tres grupos.

A día de hoy podemos diferenciar principalmente tres sistemas de formulación de las resinas compuestas que nos permiten luchar contra la contracción volumétrica de las mismas (Leprince J et al, 2010) (Weimann W et al., 2005):

- Ormoceras (ORganically MOdify CERAmics) (Ílie N, et al. 2011).
- Sistema de curado de anillos abiertos catiónicos (Cat- ionic ring-opening curing systems).
- Metacrilatos a base de alto relleno inorgánico (Weinmann N et al., 2005).

En nuestro estudio comparamos tres composites con dos sistemas de baja contracción basados en su fase orgánica:

- Ormocera: ADMIRA FUSION
- Metacrilatos a base de alto relleno inorgánico: FILTEK SUPREME XTE, GRADIO-SO.

Las Ormoceras se basan en una cadena principal larga de silicona en lugar de carbono, de la que nacen cadenas secundarias de dobles enlaces carbono-carbono.

Este cambio de la molécula principal permite disminuir la contracción volumétrica, las filtraciones y la abrasión de los monómeros.

Por otra parte, los composites a base de moléculas de metil-metacrilato (MMA) de bajo Pm, revelan que aumentando su Pm se disminuye el volumen de contracción de la resina por sí sola, sin variar el relleno; sin embargo, esto dificulta en gran medida su uso en clínica. Para subsanarlo se modifica y aumenta su carga inorgánica. Modificación que encuentra su límite en la proporción resina/relleno (Braga et al., 2004).

1.3 Lucha contra la contracción

Los clínicos son los encargados en su práctica diaria de contrarrestar estos efectos adversos.

Hasta ahora hemos planteado el cambio en la composición de los composites como única arma para la lucha de los efectos del estrés de contracción, pero en la práctica diaria no podemos olvidar que para el clínico existen diferentes métodos que disminuirán este efecto adverso (Tabla II).

Por tanto, será el estrés interno generado en este material la fuente de todos nuestros problemas.

1.4 μTBS-Test

La competición entre el estrés de contracción y la adhesión a las paredes se identifica como una de las principales causas de problemas clínicos en las resinas compuestas de las restauraciones dentales (Davidson et al., 1984).

Los vectores del estrés de contracción volumétrica, se distribuyen en dos direcciones principalmente, cuando una resina compuesta está adherida a una superficie. Una primera dirección será perpendicular a la interfase. Mientras que una segunda se dirigirá a lo largo de la interfase adhesiva (Watts and Cash, 1991).

A la hora de medir la contracción volumétrica y el estrés de contracción se presentan distintos métodos (Standbury JW et al., 2005).

Por una parte, con respecto a la contracción volumétrica:

- Dilatómetro.
- Interferometría.
- Extensómetros.
- Escaneado óptico.
- Transductores del desplazamiento lineal.

Por la otra, el estrés de contracción se puede medir mediante:

- Método del disco adherido (Bonded Disk Method).
- Análisis fotoelástico.
- "Variations on Bean Bending principles".

El estrés de contracción en una superficie adherida de una resina compuesta se concentra en los extremos de las fases adheridas, sugiriendo que este estrés aumentará desde el centro de la masa hacia dichos extremos (Cabrera E and de la Macorra JC, 2011).

Por tanto, creímos interesante estudiar los efectos de la contracción volumétrica mediante un sistema que nos permita determinar las deformaciones de la adhesión en diferentes áreas pequeñas de un espécimen. Para ello, utilizaremos un sistema de Microtensile bond Testing (Sano et al., 1994) para el estudio de: dos resinas compuestas de baja contracción: Filteck Supreme XTE, Gradio-so; una Ormocera de última generación: Admira Fusion.



Objetivos

2. OBJETIVOS

Nuestro objetivo es: Comparar cómo afecta la contracción volumétrica centrípeta de los dos sistemas de baja contracción, Ormoceras y un sistema de metacrilato con relleno, que presentan los tres composites a estudio sobre la interfase de un material común a todos ellos.



Hipótesis

3. HIPÓTESIS

La hipótesis a comprobar en este estudio será; no existirán diferencias estadísticamente significativas entre las graduaciones de TBS de los diferentes materiales.



M & M

4 MATERIAL Y MÉTODOS

En este experimento preparamos 15 especímenes, uno por cada material a estudio. Los dividimos en 3 grupos: grupo 3M- expertise ("Grupo 3M"), grupo Grandio-so (" Grupo GR"), grupo Admira Fusion ("Grupo Exp") .

Cada espécimen está conformado, en si mismo, por un incremento inicial de composite, común a todos, al que denominamos: base. Un segundo incremento correspondiente al material a experimentar, correspondiente a su grupo, al que nos referimos como: primera restauración. Y por último, un tercer incremento, común a todos, al que denominamos segunda restauración (Figura 1).

Base: será siempre: GRANDIO-SO: Color GA5 (VOCO®).

Primer incremento: (será el material a estudio).

a- FILTEKTMSUPREME XTE: Color A2 (3M- ESPE®).

b- GRANDIO-SO: Color A2 (VOCO®).

c- ADMIRA FUSION: Color A2 (VOCO®).

Segundo incremento: será siempre : REBILDA DC: Color GA5 (VOCO®).

4.2 Resinas compuestas que se incluyen en el estudio

El composite de 3M, utilizado en este estudio es :FILTEKTMSUPREME XTE. Esta se presenta como una resina compuesta a base de nanorelleno (20nm y 75 nm) y partículas aglomeradas o nanoclusters (0,6-1,4 micrómetros) pudiendolo definir como un nano-híbrido. Por tanto presenta más de un tamaño de partícula (lo cual le permite una mayor viscosidad del material, al aumentar el volumen de carga y debido a la formación de más dobles enlaces) y entre estas partículas algunas presentan forma esférica o regular (permitiendo la incorporación de mayor carga unida a la matriz, aumentando la resistencia a la fractura del material, debido a que el estrés tiende a seguir bordes agudos.) Su disminución del estrés se asocia a una reducción del módulo elástico por sustitución del relleno (Han JM et al., 2012).

Por otra parte utilizaremos tres composites diferentes que pertenecerán a un mismo fabricante, Voco ® (Cuxhaven, Germany).

En primer lugar diferenciaremos los dos composites fotopolimerizables cuya cadena principal polimérica es radicalmente diferente.

Grandio-so: se describe como un composite nano-híbrido. El prefijo "nano" se le atribuirá debido a la presencia de partículas de relleno funcionales de 20 a 40 nm. Mientras que se le considerará un híbrido por la presencia de cerámicas de vídreo. Al igual que el composite de 3M, este utiliza el mismo mecanismo para controlar el volumen de contracción.

Admira Fusion: se presenta como un material novedoso y revolucionario en los campos de la contracción de la polimerización de resinas compuestas. La tecnología revolucionaria que presenta es la presencia de silicio en todos sus componentes principales de matriz y relleno. Por lo que estará formado por óxido de silicio (su matriz), un nano-relleno y unas partículas de vidrio (su fase inorgánica).

El otro material será el composite: Rebuilda DC. Este composite se presenta como un composite con posibilidad de foto o quimiocurado. En nuestro estudio lo utilizaremos como quimio-curado, aprovechando un mayor tiempo para la reorganización del material y disminución del stress de contracción (Tabla III).

4.3 Preparación de las muestras

La fabricación de estas muestras (base+ 1ª restauración+ 2ª restauración) la realizamos mediante:

- Un molde de Nylon traslúcido, circular, dividido en dos mitades, de 12 mm de altura y 10 mm de diámetro interno, mecanizados. Cada material se realizará con un molde propio y se asegurarán las dos mitades con una brida de plástico (Figura 2.A).
- Un cilindro mecanizado de metal (denominado “molde de metal”) de 12 mm de diámetro, con un rebaje de 2 mm de altura, que separa dos porciones (de 4 y de 6 mm de altura, respectivamente, Figura 2.B). Se introducirá en el molde para fabricar los diferentes incrementos.
- Una lámpara de polimerización halógena con una punta de 10 mm de diámetro en su extremo (Lámpara Optilux SDS 501, Keer) emulando el diámetro de una restauración en un molar definitivo. La intensidad de esta lámpara se comprueba con un radiómetro externo, para lámparas dentales de luz halógena (Figura 2.C).
- En todo momento se mantuvo una distancia de 1 mm entre el extremo de la lámpara y la capa más superficial del incremento de resina a polimerizar.

Polimerización de los 3 incrementos de composite (base, 1ª restauración, 2ª restauración) procedió de la siguiente manera:

La base se realizó en el modo “C” o “Continua” a una intensidad entre 740 y 930 mW/cm² durante 80 segundos mientras estaba colocada en el molde y se cumplimentó su polimerización con 20 segundos al extraerla por la zona en contacto con el molde metálico, con la misma intensidad. Se pintó un punto azul por la cara en contacto con el molde metálico, (para tener esta cara identificada). Este primer incremento se dejó madurar durante 7 días para asegurarnos de su completa polimerización y que esta no influyera sobre la primera restauración (Figura 3.A).

La primera restauración, se realizó a los 7 días con la lámpara en el modo “C o Continua” a una intensidad entre 740 y 930 mW/cm² durante 20”, sobre la superficie en contacto con el molde metálico, tras pulir la superficie de la base que entraría en contacto con este incremento con una lija de agua P-360-Waterproof (A. Debray.S. en C. Sucr) para favorecer la adhesión y eliminar nuestra marca azul (Figura 3.B).

La segunda restauración, se realizó tras haber transcurrido 24h desde la primera restauración, mediante una pistola con punta auto-mezclante (Figura 3.C).

4.4 Obtención de las probetas

4.4.1 Corte

Las muestras tras estar preparadas se procedió a pegarlas (Loctite ®507) sobre una estructura cúbica (“dado”, que nos permitirá sujetarla a la máquina) cuyos planos serán de 90° para realizar los cortes con mayor exactitud y facilidad: un corte longitudinal, otro transversal y un corte horizontal para desprender las probetas.

Se realizaron cortes longitudinales de 1mm de espesor con un micrótopo (Exact 300 CP, Exact Apparatebau GmbH and Co, Nordestedt, Germany) hasta el final de la muestra (Figura 4.A).

Para evitar dañar las probetas y que se desprendieran, se inyectó silicona fluida antes de girar 90° el cubo y realizar la secuencia de cortes transversales, que produjeron unas probetas prismáticas, rectangulares, de (aproximadamente) 1mm x 1mm de base y 12 mm de altura (Figura 4.B).

Finalmente, realizamos un tercer y último corte para separar las probetas del cubo, tras haber vuelto a embeberlas en silicona fluida para minimizar las vibraciones y/o pérdidas. Realizamos un corte a 2 mm de distancia del cubo separando las probetas y dejando una marca de los cortes en la base, marca que será necesaria para el análisis posterior de la posición de cada una de ellas (Figura 4.C).

4.4.2 Identificación de las probetas

Procedemos a nombrar cada una de las probetas de acuerdo a un sistema de notación similar al utilizado en ajedrez: a las columnas se les asignará un número, empezando por el 1 y a las filas una letra por orden alfabético, empezando por la A.

4.4.3 Obtención de probetas

Tras realizar el tercer y último corte de esta secuencia obtendremos, por un lado las probetas individualizadas y separadas por silicona. Mientras que por el otro, tendremos nuestro cubo con 1’8 mm de la Base de nuestro espécimen (se pierden 0’2 mm por cada corte al ser el espesor de la hoja). Porción que nos permitirá, definir la posición de cada una de las probetas con respecto al resto de la muestra.

Tras girar y retirar el bloque de probetas envueltas por silicona (probetas que solo se aprecian por el lado del 3º corte) tendremos una imagen especular de lo que vemos directamente en el cubo con los restos de la base, en el que la izquierda será derecha y la derecha será izquierda. Factor importante a tener en cuenta al depositarlas (estas probetas que se obtendrán cuidadosamente del bloque de silicona) y se depositarán en los pocillos de análisis (“microplacas de laboratorio”) siguiendo el sistema nominal descrito con anterioridad y marcando en cada cubo sus coordenadas de Norte, Sur, Este y

Oeste, asegurándonos una a una que cada probeta corresponde con su marca o resto en el cubo.

A continuación, a cada probeta se le asignó un número aleatorio, que permitió seleccionar un 60% de ellas para estudiar su resistencia traccional.

4.5 Mediciones

4.5.1 De la resistencia traccional

Pegamos cada una de las probetas (con Loctite 507, Henkel ®) en el “sistema de alineación” o “conversor”, y fueron traccionadas en grupos de 4 (Figura 5.A).

Este “ sistema de alineación” se corresponde con una palanca aristotélica de 3º grado, en la que la fuerza se aplica entre el punto de apoyo y la resistencia (Figura 5.B).

Dicho sistema se montó en la máquina de ensayos (Hounsfield 500, Croydon, England) para que aplicara la fuerza necesaria para separar la interfase de la base y la primera restauración. Este palanca aplicará una fuerza constante e incremental, hasta eliminar el equilibrio de fuerza-resistencia. Instante en el que se produce el despegamiento de estas dos fases.

*Posteriormente podremos hallar la fuerza real tras tener en cuenta, la “Ley de la palanca”: Una palanca está en equilibrio cuando el producto de la fuerza (**F**), por su distancia (**BP**) al punto de apoyo es igual al producto de la resistencia (**R**) por su distancia (**BR**) al punto de apoyo.*

$$\mathbf{F \times Bp = R \times Br}$$

El software de ensayos que se utilizó fue el Data HAWK Pro- Metrotec, que se programó con una velocidad de muestreo igual a : 10/s y una velocidad de ensayo equivalente a: 1'0 mm/s.

Los datos obtenidos en la tracción de cada probeta, se nombraron con el nombre de cada una y produjeron una grafica de Fuerza/ Desplazamiento (Figura 6.A.).

Dichos datos se trasladaron a una hoja de Excel en la que determinamos el valor máximo de tracción y representamos los datos mediante una gráfica, a fin de poder comprobar su idoneidad, siempre indicando la probeta a la que corresponden dichos datos (Figura 6.B).

Los datos obtenidos por una célula de carga de 500N se convirtieron posteriormente en unidades de tensión de tracción (Mpa = N/mm²).

Para ello analizamos el área de de cada una de las probetas.

4.5.2 Del área de rotura

Realizamos unas fotografías de alta precisión de cada cubo con su resto de la base. Dichas fotos se realizaron ortogonalmente con una cámara Canon EOS 350D con Objetivo Macro 100 mm, una mesa de trabajo de fotografía Yashica con trípode vertical y a una distancia focal de: 50 cm (altura cámara vertical sobre el objeto).

Tras ello, mediante el software Adobe Photoshop CS5 Extended versión 12.0 ® procesamos estas imágenes valiéndonos de su herramienta pluma, que nos permitió establecer los dos parámetros (x, y) de las coordenadas de cada uno de los cuatro puntos de la base de cada probeta, para poder establecer su área. Mediante la fórmula del área de un polígono irregular, a través del “ determinante de Gauss”:

$$\text{Área} = \frac{1}{2} \left(\begin{vmatrix} x1 & x2 \\ y1 & y2 \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} x2 & x3 \\ y2 & y3 \end{vmatrix} + \dots + \begin{vmatrix} xn & x1 \\ yn & y1 \end{vmatrix} \right)$$

De nuevo utilizamos una hoja automatizada específica preparada con el programa Microsoft Excel 2013 (Microsoft Office ®) para tratar los datos, obteniendo una columna que llamamos *BA (Bonding Area)* que indica el área de cada probeta.

A continuación obtuvimos la siguiente columna; con el valor del *módulo del vector* que nos indica la posición de cada probeta en mm con respecto al centro de la muestra. Para corroborar nuestra hipótesis y determinar si las variaciones en el área son o no atribuibles a una supuesta contracción centrípeta.

Por último, tuvimos que tener en cuenta la existencia de pequeñas variaciones en el tamaño de las probetas. Así que incluimos en esta hoja de Excel el valor del *Porcentaje del Módulo (PMod)*. Sistema porcentual, respecto al radio de cada muestra, en el que el 0 será el centro de masa de la probeta y el 100 la periferia, para poder comparar los datos de las distintas muestras, eliminando la variabilidad en el tamaño de los especímenes (Figura 7). Disminuyendo lo más posible la variabilidad intergrupo.



Análisis

5 ANÁLISIS

Este estudio presenta tres grupos a estudio (3M, GR, Exp) y dos variables que diferencian las probetas de cada muestra entre si: MPa y PMod. Una variable cuantitativa continua (será nuestra variable dependiente): Mpa. Y la otra como variable cuantitativa continua (variable independiente): BA.

5.1 Eliminación del efecto de las diferencias de área adherida (BA) entre probetas

En los ensayos mediante el método de Microtensile Bond Stregth, descrito en el campo de la odontología por Sano en 1994, hay que tener en cuenta distintos factores:

Primero, la influencia de las dimensiones del BA.

En una resina compuesta, al igual que en cualquier material existen defectos. Dichos defectos al someter a las fuerzas de tracción en una probeta, favorecen la aparición de líneas de fractura y por tanto falsean los resultados de su resistencia. Por tanto los valores que se obtienen son inferiores a los reales. Y se produce un hecho característico que lo demuestra: “ las áreas menores (BA) presentan fuerzas mayores (N)”. Lo cual se explica por un mayor acúmulo de defectos en áreas mayores que debilitan esta fuerza.

Segundo, al comparar los datos intra-grupo nos encontramos como una dificultad de estandarización.

Frente a un proceso de obtención de las probetas tan complejo, es fácil que existan diferencias entre ellas mismas.

Este problema, se podrían solucionar mediante el método estadístico de los mínimos cuadrados.

En nuestro caso no hemos realizado este ajuste, si no que se realizó una regresión lineal entre el BA y Mpa. Posteriormente convertir estas diferencias existentes entre los valores de las distintas probetas de un mismo espécimen, en sus residuos (de la Macorra JC and Pérez-Higueras JJ, 2014).

Por tanto, trataremos a estas variables como cuantitativas y buscaremos su relación de causalidad en una misma muestra, mediante un análisis de regresión lineal.

Este análisis implica, la necesidad de:

- Obtener la ecuación mínimo-cuadrática que mejor expresa la relación entre la variable dependiente y la variable independiente.
- Estimar la calidad de la ecuación de regresión obtenida, mediante el coeficiente de determinación.

Realizamos un análisis de regresión lineal en el que la variable dependiente será la fuerza de tensión máxima(en MPa) hallada para cada probeta y la variable independiente será el área de adhesión (BA) individualizada para cada una, por cada muestra incluyendo todas las probetas aceptadas como correctas.

Se excluyen del estudio aquellas probetas que:

- Se pierden durante el proceso de corte.
- Se pierden durante su individualización.
- Se despegan del sistema conversor.
- Se rompen durante la manipulación.

Se sometieron a análisis estadístico solo aquellos especímenes cuya fractura adhesiva fue limpia y dibujó una gráfica de fractura “correcta” con pendiente inicial clara y caída posterior repentina (Gráfica N- mm).

Al realizar esta regresión, los resultados de la predicción de la recta deberían coincidir con los datos reales, siempre y cuando la única variable que actuase sobre la dependiente (Mpa) fuera la independiente (BA); sin embargo, este fenómeno no ocurre. La mayoría de los datos se sitúan por encima o por debajo de dicha recta y dan lugar a unas distancias entre los valores predichos y los valores reales, llamados “residuos” (en Mpa). (Figura 9)

Tras observar esta línea de regresión inversa y la distancia de estos residuos, deducimos que tienen que existir otro/s factor/es, que afecten a nuestra interfase adhesiva. (de la Macorra JC and Pérez-Higueras JJ, 2014).

Según la hipótesis que presentamos correspondería a la distancia al centro de la restauración, pues esta variable explicaría las diferencias en las medidas de microtensión que se han expuesto con anterioridad en otros estudios (Cabrera E de la Macorra JC, 2007).

Esta hipótesis se basa en que la resina fluye hacia el centro de la masa desde sus extremos.

Como expusimos con anterioridad, esperamos obtener fuerzas reales de mayor valor que se corresponderán en mayor medida con la realidad..

Tercero, al comparar estudios similares existe una dificultad de estandarización del método.

Después de lo anteriormente expuesto, qué decir, si pretendemos comparar diferentes estudios, en los que se presenten diferencias geométricas en las probetas, en la forma de los especímenes, la velocidad de corte, distintos sistemas de sujeción para el ensayo de tracción. Por ello las diferencias de tamaño o forma inter-grupo serán aún mayores.

Debido a esto, nos vemos obligados a introducir una corrección para poder comparar los distintos grupos: el porcentaje del módulo (Pmod). Las distancias al centro de cada probeta (Mod) las expresamos en tantos por ciento. Siendo el 100% los extremos del espécimen y 0% su centro geométrico. Con esta corrección hemos estandarizado los diferentes grupos muestrales.

En el siguiente apartado, comparamos los resultados de uTBS con los de BA mediante una regresión lineal (en el caso de normalidad de los datos) o una correlación (en el caso de no normalidad de los datos) para determinar si influye o no influye dicha variable.

5.2 Análisis de regresión lineal (Mpa-Residuos)

Es en este punto cuando relacionamos mediante una regresión lineal el “PMod” y los “Residuos” de cada material. (Tabla IV)

Para el cálculo de los residuos realizamos la diferencia entre el valor en Mpa de la tracción de cada una de nuestras probetas y los Mpa estimados por nuestra línea de regresión. Atribuimos a cada probeta el valor de su residuo. (Figura 10)

A continuación realizamos el análisis estadístico con el software SPSS18.0.0 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

5.2.1 Numero de casos por cada grupo muestral

El total de los residuos que utilizaremos en la regresión inversa BA- Mpa serán (Tabla V):

- Grupo 3M: 96.
- Grupo GR: 121.
- Grupo Exp: 91.

5.2.2 Test de la normalidad

Aplicamos un test de bondad de ajuste a una distribución normal para determinar el tipo de correlación paramétrica o no paramétrica que podemos utilizar, para valorar la normalidad de los datos.

Elegimos un test de Normalidad Kolmogorov-Smirnoff. (Tabla.VI)

Este test de bondad de ajuste nos indica que ninguna distribución es normal (todas las $p > 0,05$), por lo que no podremos utilizar un test paramétrico , sino que recurriremos a un test no paramétrico : el Coeficiente de Correlación de Spearman.

5.2.3 Coeficiente de Correlación de Spearman

Tras realizar la correlación analizamos los datos. (Tabla VII):

- 1- Signo Negativo: Todos los coeficientes son negativos. Lo que nos muestra una relación inversa entre el Pmod y los residuos.
- 2- Significación estadística:
 - a. La correlación es significativa para 3M ($p = 0,002$) y GR ($p = 0,000128$).
 - b. La correlación NO es significativa para Exp ($p = 0,404$). (Figura 11)



Resultados

6 RESULTADOS

A pesar de todo lo expuesto con anterioridad es necesario remarcar que el profundo conocimiento de las limitaciones y características de este material nos permitirá obtener buenos resultados a la hora de realizar las restauraciones en nuestra clínica.

Los resultados muestran que hay una tendencia en los Grupos 3M y GR, a disminuir la resistencia traccional cuanto más nos alejamos del centro de la muestra, indicado por el signo negativo de la Rho de Spearman.

Por otra parte el Grupo Exp no presenta esta tendencia. Por tanto se interpreta que la contracción volumétrica no es tan relevante en el Grupo Exp. Concluyendo que la hipótesis de btrabajo no es cierta: si hay diferencias entre los grupos. (Figura 12)

Aunque el análisis del signo de la Rho de Spearman nos permite afirmar que si existe una contracción volumétrica hacia el centro de la masa de todas las resinas compuestas.



Discusión

7 DISCUSIÓN

En este estudio, las variaciones en la tracción axial de 3 marcas de resinas compuestas se analizaron in-vitro en el laboratorio.

Los estudios in-vitro se han utilizado de forma habitual para estudiar la interfase adhesiva en las RRCC de uso odontológico, mediante un test de resistencia de la adhesión a la tracción.

La técnica que hemos utilizado es Tensile bond strength (TBS). Es una de las técnicas validada por mayor numero de autores (Cabrera E and de la Macorra JC, 2007) (Cabrera E and de la Macorra JC, 2009) (Bartolotto T et al., 2010) (Cabrera E and de la Macorra JC, 2011) (Cabrera E and de la Macorra JC, 2012) (de la Macorra JC and Pérez-Higueras JJ, 2014) aunque presenta algunas limitaciones.

Esta técnica se basa en la rotura de los enlaces que constituyen la interfase adhesiva. Consiste en realizar un test sobre la interfase de dos materiales adheridos que mide la micro-resistencia que presenta la unión adhesiva a su despegamiento (μ TBS). Y el área que analiza es menor (1 mm^2) que la analizada en los estudios de macro-resistencia.

Como ya hemos descrito en el apartado de material y métodos, nuestro método podemos clasificarlo como un método de “ μ TBS Trimmed”. Esto quiere decir que podemos conseguir una mejor concentración del estrés en la interfase, pero que presenta una gran sensibilidad al operador. Debido a que es un método más invasivo para el espécimen que los “ μ TBS no-Trimmed”, pudiendo crear fallas o defectos interfaciales. (Van Meerbeek B et al., 2010)

Teniendo en cuenta la alta sensibilidad al operador, en nuestro estudio el proceso de corte, preparación y almacenamiento de las probetas se realizó con suma delicadeza, descartando aquellas que pudieran ser sospechosas de haber sufrido algún tipo de maltrato en la interfase a lo largo de su elaboración.

En cuanto al proceso de tracción se diseñó un sistema basado en una palanca de 3º grado que nos permitió manejar las probetas de 1×1 y 10 mm de altura (se pierden 2 mm durante el proceso de corte: 1 mm debido al grosor de la hoja que se corresponde con esta medida y 1 mm que se quedó en la base del cubo para después poder realizar las fotografías). En este apartado tuvimos especiales problemas con el software y los parámetros, con los realizaríamos el ensayo.

A lo largo del proceso fue de vital importancia el controlar que cada probeta correspondiera a su espécimen y a su posición. Nosotros comparamos la adhesión del composite en los extremos de los especímenes con el centro del mismo y al asociarlo a su material correspondiente.

Para obtener los 5 especímenes por material, se fabricaron y procesaron un total de 21, y desechamos a lo largo del proceso seis, dos por cada material a estudio. Tan importante es esta fase del proceso que pequeños fallos nos llevaron a repetir el experimento completo por segundo año consecutivo.

Otra de los defectos que puede presentar este método de experimentación, es la inclusión o exclusión de las probetas. Es decir, de aquellas que sobre pasan en gran medida o quedan muy lejanos sus valores de micro-tracción del resto. En nuestro experimento tuvimos problemas con la adhesión de las probetas al sistema de conversión y si obtuvimos datos muy superiores a los esperados y otros inferiores. En lo que respecta a la inclusión o exclusión de probetas se estableció un valor arbitrario por el cual se desestimaron aquellas fuera de ese rango. Es cierto que esta forma de tratamiento de los datos puede dar a sesgos en el estudio. Sin embargo el rango se aplicó en valores que duplicaban al resto. Dicho suceso, lo atribuimos a la filtración del adhesivo de las probetas dentro de la palanca.

La mayoría de estos fallos se relacionan con fuerzas de tracción inferiores a las normales (Van Meerbeek B et al., 2010). Sin embargo nosotros aplicamos solo el límite superior, por el motivo antes expuesto.

A posteriori de este experimento y para evitar este problema en investigaciones futuras, proponemos el uso de un separador suficientemente manejable y fino, como la glicerina líquida. Para impedir, que el adhesivo utilizado penetre en las zonas de nuestro sistema de tracción no deseadas.

Otro de los inconvenientes que presenta este método de estudio es la dificultad de estandarización de las distintas probetas de un mismo espécimen. Inconveniente que solucionamos mediante la obtención de los residuos.

Por otra parte, surge la ausencia de estandarización en la fabricación y tratamiento de los especímenes, para realizar el análisis inter-grupo. Problema que solucionamos introduciendo el concepto de porcentaje del módulo(Pmod).

En gran parte de las investigaciones del estudio de adhesión mediante μ TBS, no existe uniformidad en la fabricación y tratamiento de los especímenes.

Referente a esta afirmación algunos estudios sobre este tipo de micro-test ya muestran uniformidad en la velocidad de muestreo en los rangos de: 0,01-10,0 mm/min. (Pointevin A et al., 2008)(Reis A, et al., 2004) (Yamaguchi K et al., 2006)

Además, el tamaño de unos especímenes lo más pequeños posibles, presentarán menor acúmulo de defectos internos por superficie, anteponiendo este método de estudio respecto a los test “macro-tensile”. (Yamaguchi K et al., 2006)

Siguiendo con la descripción de los especímenes, nosotros hemos optado por utilizar especímenes cilíndricos. Los angulos en el diseño del espécimen, favorecen la concentración del estrés y nos dificultan la observación del efecto buscado en los extremos del espécimen.

El uso de un sistema adhesivo de las probetas al sistema de tracción ha sido extensamente puesto en entre dicho por algunos autores (Armstrong S et al., 2010). Nosotros corroboramos la dificultad de la técnica de su uso, pero seguimos prefiriendolo por su rapidez y posibilidad de manejar probetas tan pequeñas. Factor a tener en cuenta

en un proceso de elaboración largo, en el que a nuestro juicio el coste-beneficio es favorable.

Para evitar estos problemas, presentamos nuestro método, que se muestra válido y eficaz para una estandarización en estudios posteriores. Aunque animos a seguir utilizándolo y mejorándolo.

Al analizar la relación del BA con los Mpa reales obtuvimos el efecto esperado: la presencia de residuos. Hecho que coincide con los expuesto por de la Macorra JC and Pérez-Higueras.

Tras aplicar el estadístico de Spearman obtuvimos un diagrama que presentaba como variables los Residuos de los Mpa y el Pmod. Este diagrama nos permitió apreciar que los “grupos 3M y GR” presentan una tendencia entre estas dos variables. Mientras que el “grupo Exp” presenta una nube de datos ajena a las dos variables.

Tras analizar la Rho de Spearman. El signo que presentó era negativo y común a los tres grupos. Por lo tanto, es cierto que una variable disminuirá frente a la otra (a mayor Pmod implicará Menor residuo). Este hecho coincide con la hipótesis de que en los composites unidos a una única superficie se produce una contracción volumétrica centrípeta, que disminuye la resistencia a la tracción en los extremos de dicha restauración. (Cabrera E and de la Macorra JC, 2007) (Cabrera E and de la Macorra JC, 2009)(Cabrera E and de la Macorra JC, 2011) (Cabrera E and de la Macorra JC, 2012) (de la Macorra JC and Pérez-Higueras JJ, 2014).

Por otra parte podemos afirmar que existe una asociación moderada en los grupos 3M y GR (-,311 y - ,341) al igual que podemos afirmar que la correlación es significativa en ambos dos ($P= 0'02$ y $P= 0'000128$). Sin embargo, la significación es baja para el grupo Exp ($p = 0'404$). Estos resultados confirman que en los grupos 3M y GR, existe la contracción centrípeta de la resina. Mientras que en el grupo Exp, la diferencia de la resistencia a la tracción en las probetas más periféricas (antes reflejada) no presenta significación estadística con respecto a las probetas del centro. Estos resultados coinciden con los conseguidos por los autores que defienden la menor contracción volumétrica de este material, mediante el uso de test de microtracción. (Torres et al., 2015) (Giannini et al., 2015).



Conclusión

8 CONCLUSIÓN

Teniendo en cuenta las limitaciones que presenta este estudio podemos concluir:

1- Para los materiales incluidos en los grupos 3M y GR (FILTEK™ SUPREME XTE y Grandio-so) si hay una correlación estadísticamente significativa entre la distancia al centro de la masa y la resistencia traccional de la interfase. En nuestro estudio esto se debe al mayor efecto, sobre dicha interfase, de la contracción de polimerización.

2- El material experimental a estudio (Admira Fusion®) no presenta una relación estadísticamente significativa entre la distancia al centro de la masa y la resistencia traccional de la interfase. En nuestro estudio esto puede deberse a un menor efecto de la contracción de polimerización sobre dicha resistencia traccional.

Tablas

Tabla I. Factores influyentes en la contracción de polimerización.	
<u>Factores del Grado de conversión y la Contracción volumétrica</u>	<u>Factores del Estrés de Contracción</u>
<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de matriz. - Microestructura del material y volumen de carga inorgánica. - Velocidad de polimerización o de curado. - Irradiancia (en el caso de los composites de fotocurado). - Humedad y temperatura. - La contracción volumétrica en sí depende de: módulo de elasticidad , microdureza Knoop, viscosidad. 	<ul style="list-style-type: none"> - Composición química de la matriz. - Composición química del relleno. - Configuración cavitaria. - Rigidez o flexibilidad del sustrato de adhesión. - Volumen del composite. - Velocidad de contracción. - Cinética de la reacción o velocidad de polimerización o curado. - Composición: el fotoiniciador. - Irradiancia. - Selección del material (adhesivo + RRCC).

Tabla II. Factores clínicos reguladores de la contracción de polimerización.
FACTORES CLÍNICOS
<ul style="list-style-type: none"> - Tiempo de polimerización. - Color del composite. - Temperatura ambiente. - Espesor y técnica de capa. - Distancia entre luz y composite. - Calidad de iluminación e irradiancia. - Uso de composites fluidos.

Tabla III. Resinas compuestas a estudio.

NOMBRE	GRUPOS	COMPOSITE	FABRICANTE	COMPOSICIÓN		NÚMERO DE LOTE
BASE	TODOS	GRANDIO-SO (color GA5)	VOCO® (Cuxhaven, Germany)	Fase Orgánica: bis-GMA, bis-EMA, TEGDMA.	Fase Inorgánica: relleno de cerámica de vidrio; dióxido de Silicio (20-40 nm); pigmentos óxido de Fe y dióxido de Ti.	1509239/REF:2616
PRIMER INCREMENTO	4/7/10/13/16	FILTEK TM SUPREME XTE (color A2)	3M-ESPE® (St. Paul, MN, USA)	Fase Orgánica: bis-GMA,UDMA, TEGDMA, bis-EMA.	Fase Inorgánica: relleno de sílice 20 nm (no aglomerado/no agregado), relleno de zirconia 4-10 nm (no aglomerado/no agregado), Zirconia y sílice clusters agragados (20nm sílice y 4-11 nm Zirconia), partículas de clusters de 0'6-10 micras.	642638/4910A2D
PRIMER INCREMENTO	2/5/8/11/14	GRANDIO-SO (color A2)	VOCO® (Cuxhaven, Germany)	Fase Orgánica: bis-GMA, bis-EMA, TEGDMA.	Fase Inorgánica: relleno de cerámica de vidrio; dióxido de Silicio (20-40 nm); pigmentos óxido de Fe y dióxido de Ti.	1509432/REF:2611
PRIMER INCREMENTO	3/6/9/12/15	ADMIRA FUSION (color A2)	VOCO® (Cuxhaven, Germany)	Polímeros orgánicos, cristales y cerámicas, polisiloxanos. (tamaño de partículo: 700 nm)		1508258/REF:2755
SEGUNDO INCREMENTO	TODOS	REBILDA DC	VOCO® (Cuxhaben, Germany)			1507323/REF:1403

Tabla IV: Software SPSS18.0.0 para Windows, número de casos/material.

Case Processing Summary				
	Mat	Cases		
		Valid	Missing	Total
		N	N	N
Residuos regresión BA-MPa inversa	3M	96	0	96
	GR	121	0	121
	Exp	91	0	91

Tabla V: Resumen casos residuos regresión lineal BA-Mpa

Case Processing Summary			
Mat	Cases		
	Valid	Missing	Total
	N	N	N
3M	96	0	96
GR	121	0	121
Exp	91	0	91

Tabla VI: Test Kolmogorow- Smirnovff

<u>Tests of Normality</u>				
	Mat	Kolmogorov-Smirnovff		
		<u>Statistic</u>	<u>df</u>	<u>Sig.</u>
Residuos	3M	0,124	96	,001
	GR	0,154	121	,000
	Exp	0,105	91	,015

Tabla VII: Datos Rho de Spearman

<u>Correlations</u>		
Spearman's rho		
Residuos		
Mat		PMod
3M	Correlation Coefficient	-,311
	Sig. (2-tailed)	0,002
	N	96
GR	Correlation Coefficient	-,341
	Sig. (2-tailed)	1,28E-004
	N	121
Exp	Correlation Coefficient	-,089
	Sig. (2-tailed)	0,404
	N	91

Figuras

Figura 1. Representación del espécimen a estudio.

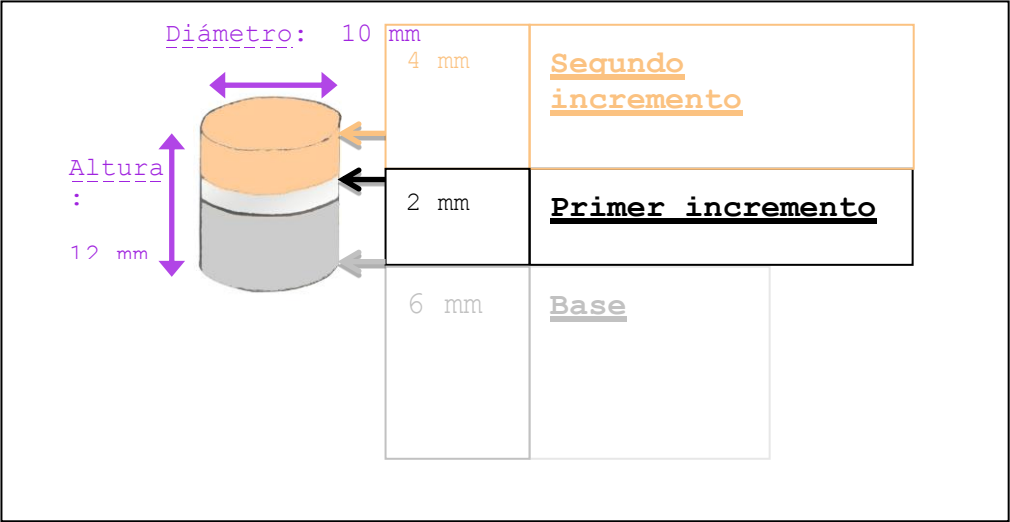


Figura 2. Instrumentos para la fabricación de muestras; A) Molde de nylon; B) Molde de metal y, C) Punta de lámpara Optilux SDS 501, Keer.

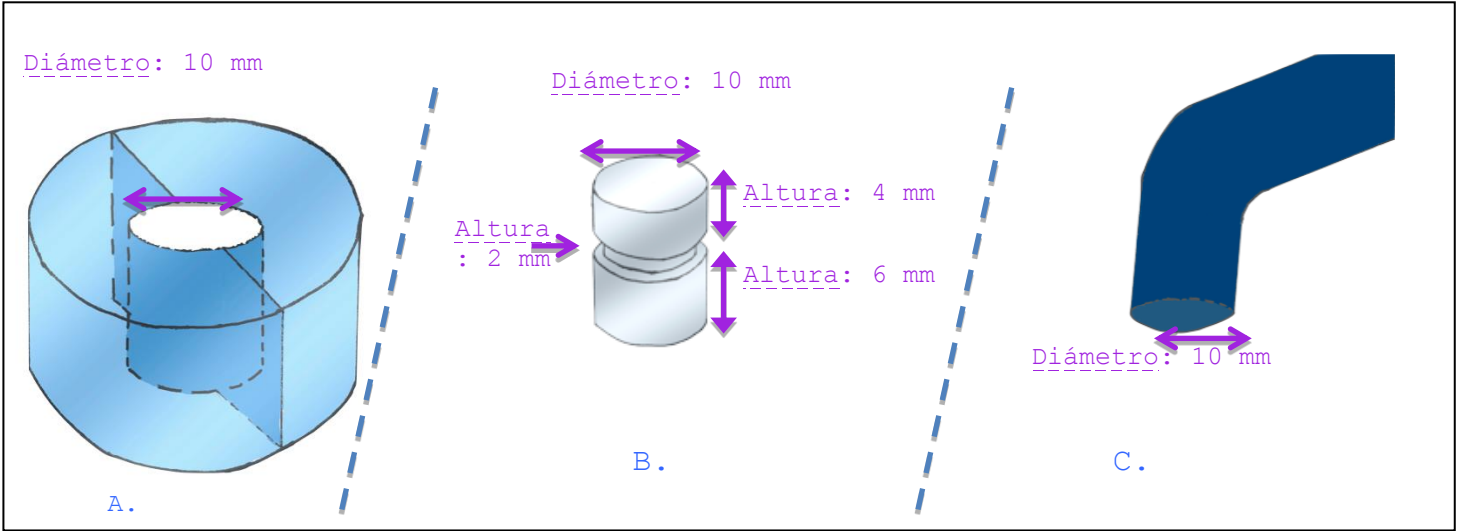


Figura 3. Fabricación de Especímenes; A) Fabricación: Base; B) Fabricación: 1º incremento y, C) Fabricación: 2º incremento.

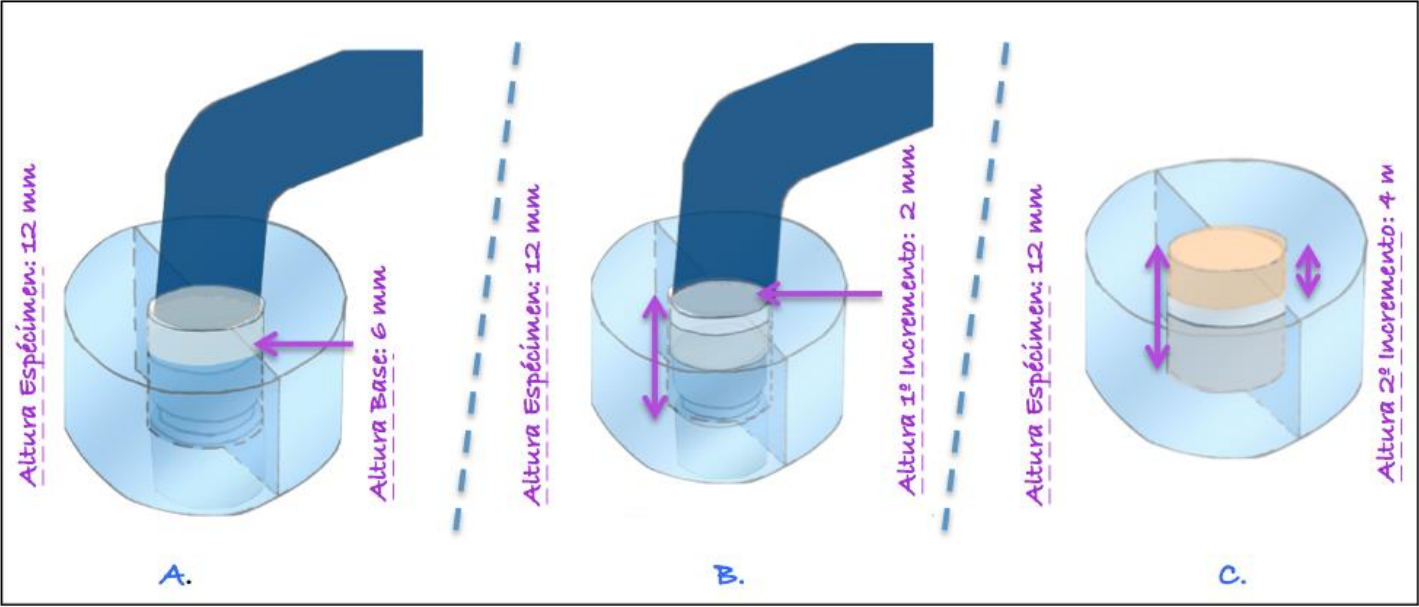


Figura 4. Obtención de probetas; A) 1º Corte: Longitudinal; B) 2º Corte: Transversal y, C) 3º Corte: Obtención de probetas.

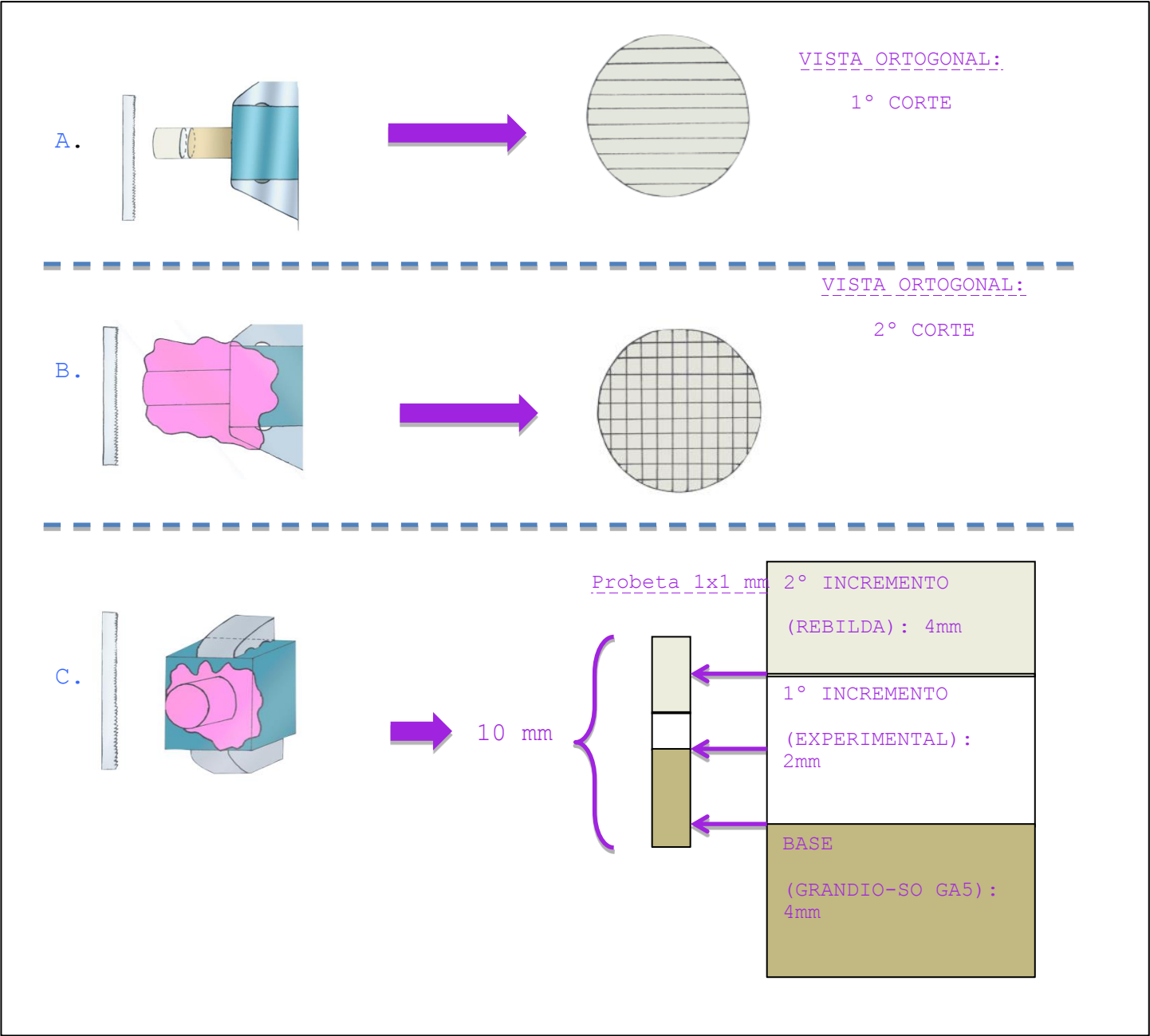


Figura 5. Sistema de alineación; A) Vista lateral derecha: sistema de palanca de 3º grado y, B) Vista frontal: probeta adherida.

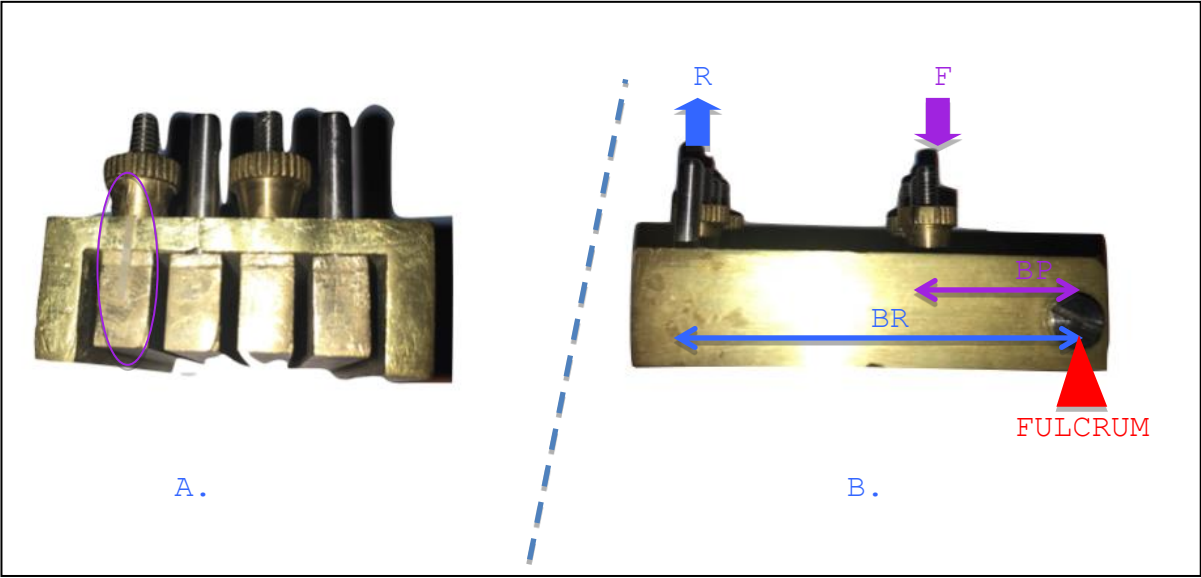


Figura 6. Mediciones de la resistencia traccional; A) Gráfica correcta de fuerza/desplazamiento: software Data Hawk Pro-Metrotec; B) Hoja excell con valores de tracción; y C) Fotografía de la base con los valores máximos de tracción de cada probeta.

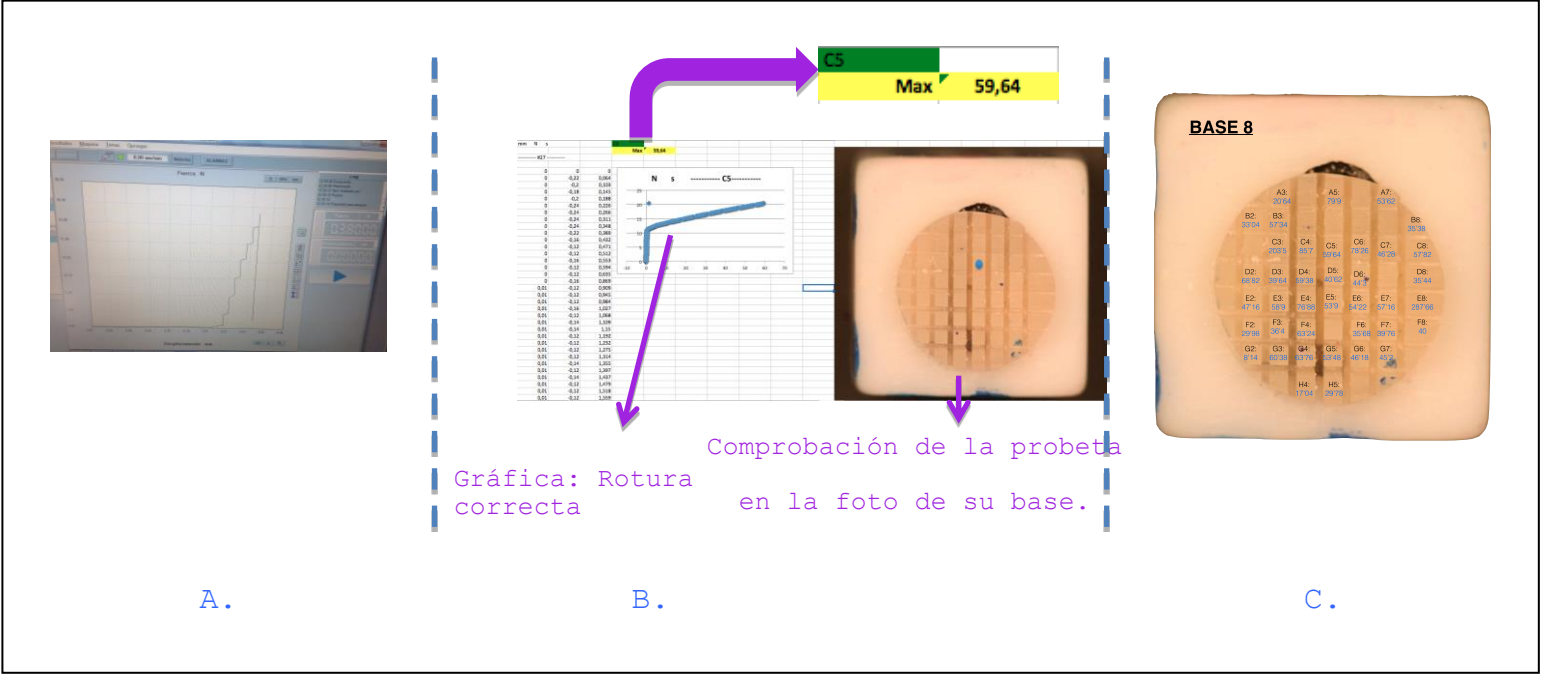


Figura 7. Fotografía de tabla: Microsoft Excell 2013 (Microsoft Office ®).

Esquinas (sentido del reloj)										Centro General			
Barra	1ª		2ª		3ª		4ª		5ª		BA	9,58 - 8,96	
	x ₁	y ₁	x ₂	y ₂	x ₃	y ₃	x ₄	y ₄	x ₅	y ₅		X	Y
1	7,660	6,090	8,600	6,100	8,620	7,010	7,650	6,970			4,3	8,1	6,5
2	13,080	11,570	14,100	11,510	14,090	12,460	13,110	12,460			6,6	13,6	12,0
3	6,280	7,270	7,260	7,300	7,230	8,370	6,280	8,360			4,5	6,8	7,8
4	3,960	8,660	5,850	8,670	5,850	9,830	3,980	9,830			4,4	4,9	9,2
												Módulo	Pmod
												2,8	39,1
												5,0	69,9
												3,0	42,1
												4,7	64,9

Figura 8. Ejemplo acúmulo de defectos en probetas de mayor superficie; A) Probeta espécimen nº10: D2 y, B) Probeta espécimen nº10: D1

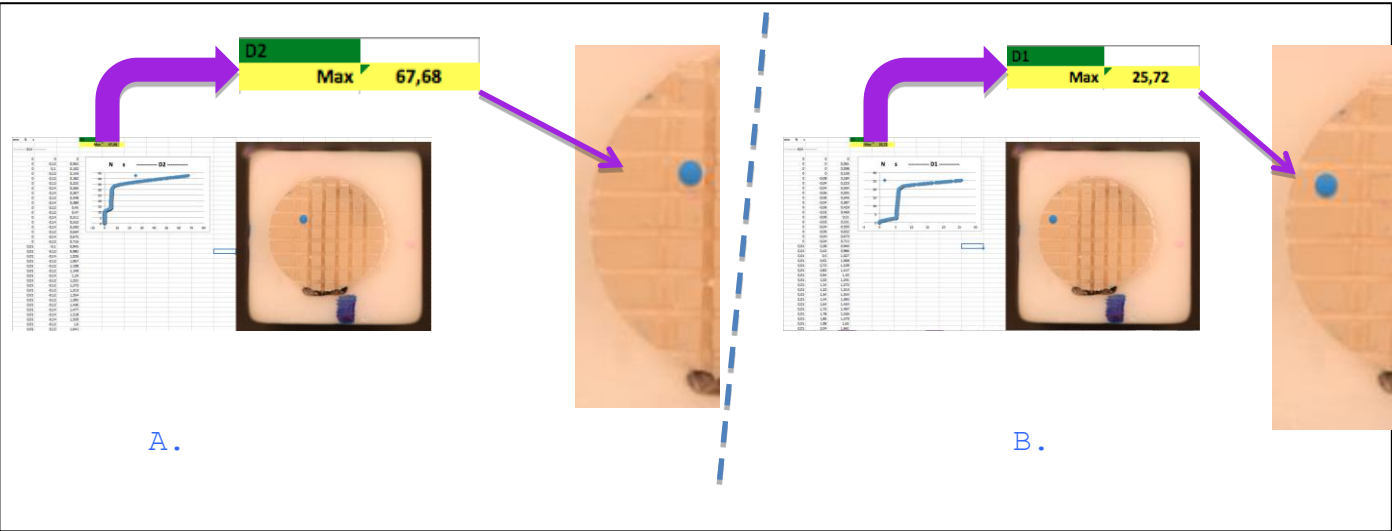


Figura 9. Gráfica de primera regresión líneal (Mpa/BA²), con residuos.

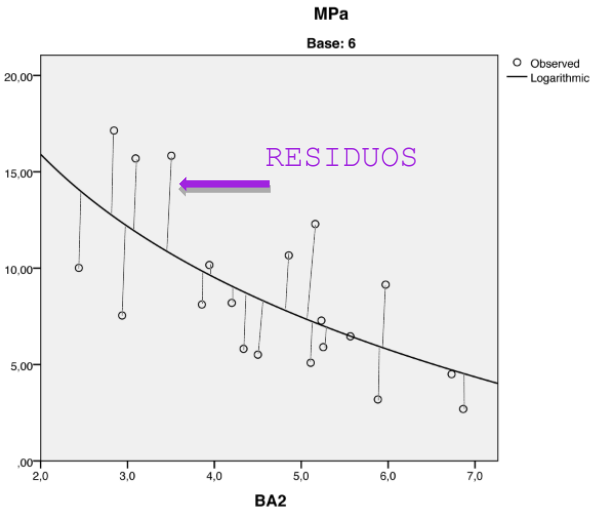


Figura 10. Fotografía de tabla: Microsoft Excell 2013 (Microsoft Office ®).

N	Base	probeta	NW	Vale	Coment	Mat	BA	PMod	MPa	Residuo	
2	2	A5	67,8	1	Bien		2	6,2	74,9	10,91	0,4
3	2	A6	76,3	1	Bien		2	5,0	77,7	15,35	2,1
6	2	B2	68,6	1	Bien		2	3,0	76,4	22,59	0,5
7	2	B3	74,9	1	Bien		2	3,2	61,0	23,22	2,5
8	2	B4	131,5	1	Bien		2	3,6	53,3	36,08	17,8
9	2	B5	75,3	1	Bien		2	3,9	53,6	19,26	2,3
10	2	B6	46,0	1	Bien		2	4,5	61,8	10,19	-4,5
13	2	C2	60,5	1	Bien		2	3,3	62,2	18,11	-1,9
15	2	C4	53,1	1	Bien		2	4,4	33,8	12,11	-3,0
16	2	C5	55,7	1	Bien		2	4,8	34,1	11,50	-2,1

Figura 11. Resumen del tratamiento estadístico de los datos.

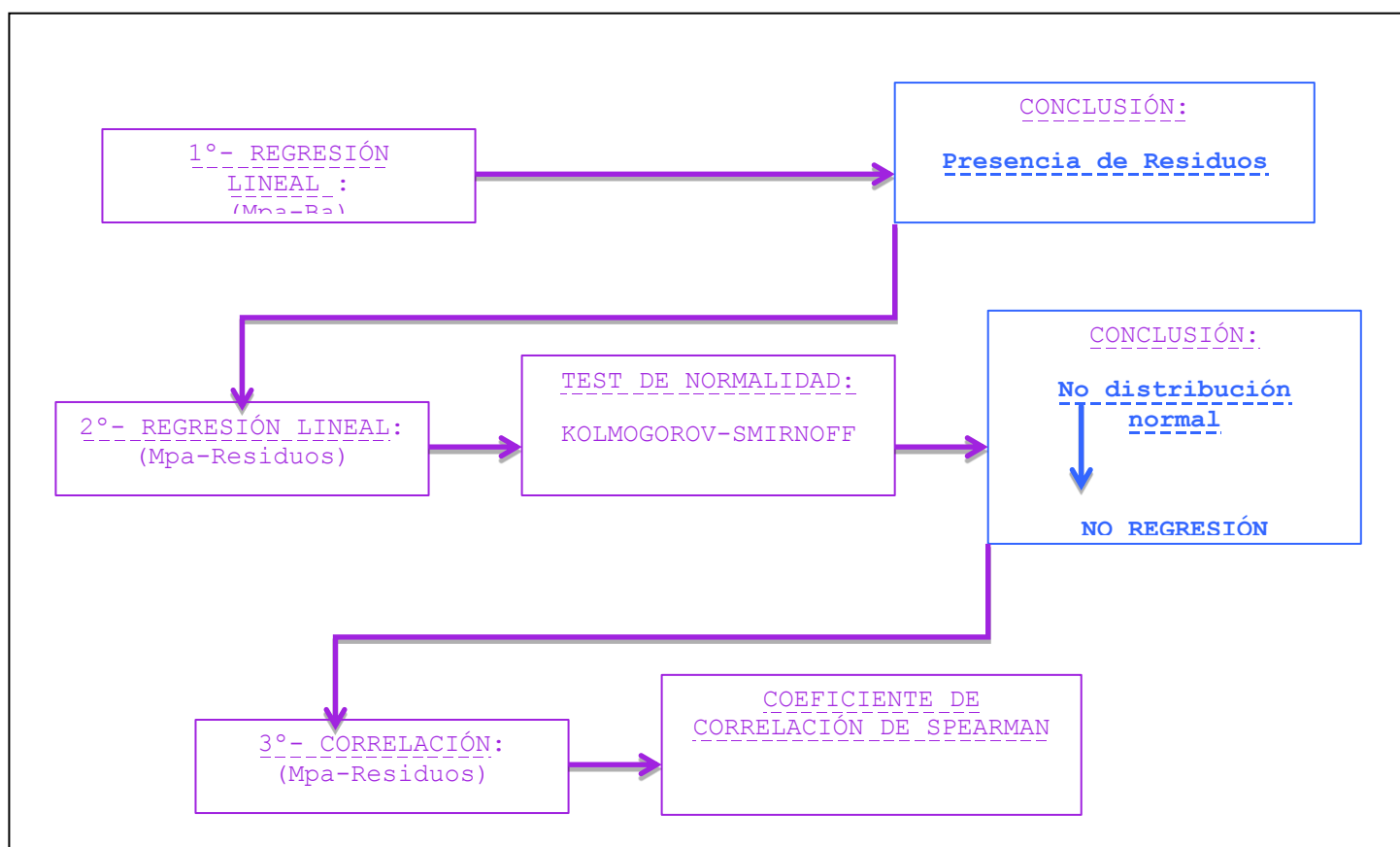
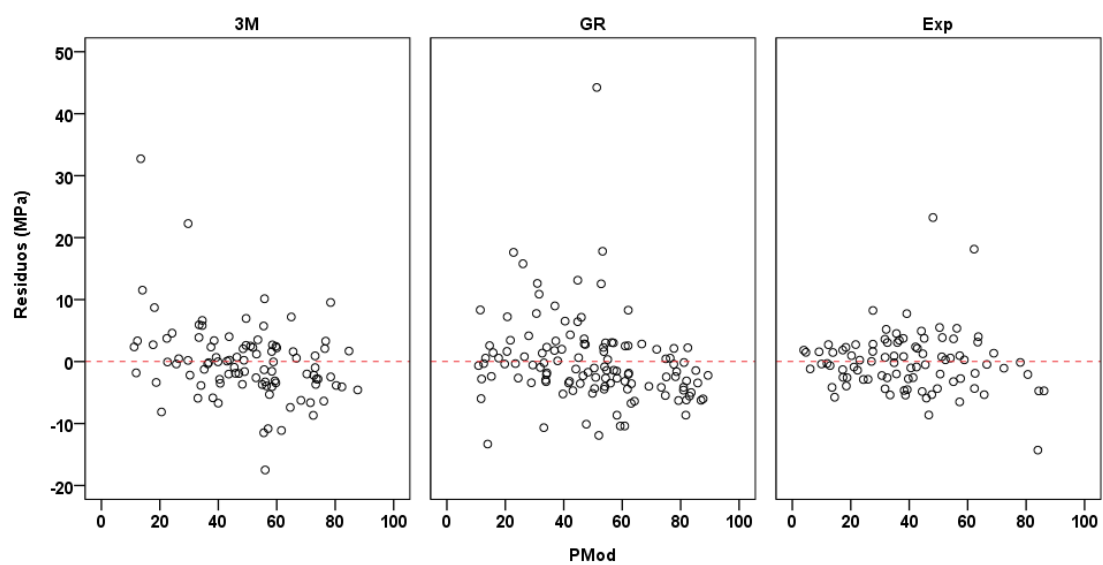


Figura 12. Diagrama del Coeficiente de correlación de Spearman (Residuos/Pmod).



Bibliografía

-**Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Araújo Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J.** ADHESION TO TOOTH STRUCTURE: A CRITICAL REVIEW OF "MICRO" BOND STRENGTH TEST METHODS. Dent Mater 2010; 26: e50-e62.

-**Berrocal Ortiz L.** Resistencia de Materiales.3ª ed. Madrid: Mc GRAW-HILL/INTERAMERICANA DE ESPAÑA, S.A.U.;2007.

- **Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL.** FACTORS INVOLVED IN THE DEVELOPMENT OF POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS IN RESIN-COMPOSITES: A SYSTEMATIC REVIEW. Dent Mater 2005; 21:962-970.

- **Braga RR and Ferracane JL.** ALTERNATIVES IN POLYMERIZATION CONTRACTION STRESS MANAGEMENT. J Appl Oral Sci 2004; 12: 1-11.

- **Bowen R L, Nemoto K, Rapson J E.** Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. J. Am. Dent Assoc 1983; 106: 475-477.

- **Bartolotto T, Mileo A, Krejci I.** STRENGTH OF THE BOND AS A PREDICTOR OF MARGINAL PERFORMANCE: AN IN VITRO EVALUATION OF CONTEMPORARY ADHESIVES. Dent Mater 2010; 26: 242-248.

- **Cabrera E and de la Macorra JC.** REGIONAL VARIATIONS OF μ TBS OF LIGHT- AND CHEMICALLY CURED RESIN COMPOSITE RESTORATIONS IN CLINICALLY RELEVANT SITUATIONS. J Adhes Dent 2012; 9pages.

- **Cabrera E and de la Macorra JC.** POLYMERIZATION SHRINKAGE INFLUENCES MICROTENSILE BOND STRENGTH. J Dent Res 2007; 86 (3): 227-231.

- **Cabrera E and de la Macorra JC.** POLYMERIZATION SHRINKAGE INFLUENCES MICROTENSILE BOND STRENGTH. J Dent Res 2007; 86 (3): 27-231.

- **Cabrera E and de la Macorra JC.** MICROTENSILE BOND STRENGTH DISTRIBUTIONS OF THREE COMPOSITE MATERIALS WITH DIFFERENT POLYMERIZATION SHRINKAGES BONDED TO DENTIN. J Adhes Dent 2011; 13: 39-48.

- **Cabrera E and de la Macorra JC.** EFFECTS OF POLYMERIZATION CONTRACTION ON INTERFACE'S μ TBS OF LUTING MATERIAL AND DENTIN. Clin Oral Invest 2010; 14: 207-216.

- **de la Macorra JC and Pérez-Higueras JJ.** MICROTENSILE BOND STRENGTH TEST BIAS CAUSED BY VARIATIONS IN BONDED AREAS. J Adhes Dent 2014; 16:207-219.

- **de la Macorra García JC.** LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN DE LOS MATERIALES RESTAURADORES A BASE DE LAS RESINAS COMPUESTAS. Odon Conserv 1999; 2 (1).

- **de Jager N, Pallav P, Feilzer AJ.** FINITE ELEMENT ANALYSIS MODEL TO SIMULATE THE BEHAVIOR OF LUTING CEMENTS DURING SETTING. Dent Mater 2005; 21 (11): 1025-32.

- **Davidson CL and Feilzer AJ.** POLYMERIZATION SHRINKAGE AND POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS POLYMER-BASED RESTORATIVES. J Dentist 1997; 25 (6): 435-440.

- **Davidson C L, De Gee A J, Feilzer A J.** THE COMPETITION BETWEEN THE COMPOSITE-DENTIN BOND STRENGTH AND THE POLYMERIZATION CONTRACTION STRESS. J Dent Res 1984;63: 1396-1399

- **Feilzer AJ.** POLYMERIZATION SHRINKAGE AND CONTRACTION STRESS OF DENTAL RESIN COMPOSITES. Dent Mater 2005; 21: 1150-1157.

- **Ferracane JL.** DEVELOPING A MORE COMPLETE UNDERSTANDING OF STRESSES PRODUCED IN DENTAL COMPOSITE DURING POLYMERIZATION. Dent Mater 2005; 21: 36-42.

- **Giannini et al.,** Universität Campinas, Brasilien, Bierich an VOCO 2015.

- **Kleverlaan CJ-Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu Hui, Xingzhe D, Lin Y, Ge J.** CONVERSION-DEPENDENT SHRINKAGE STRESS AND STRAIN IN DENTAL RESINS AND COMPOSITES. Dent Mater 2005; 21: 56-67.

- **Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G.** INVESTIGATING FILLER MORPHOLOGY AND MECHANICAL PROPERTIES OF NEW LOW SHRINKING REIN COMPOSITE TYPES. J Oral Rehab 2010; 37: 364-376.

- **Masouras K, Silikas N, Watts DC.** CORRELATION OF FILLER CONTENT AND ELASTIC PROPERTIES OF RESIN COMPOSITES. Dent Mater 2008; 24: 932-939.

- **Min S-H, Ferracane J, Lee I-B.** EFFECT OF SHRINKAGE STRAIN , MODULUS AND INSTRUMENT COMPLIANCE ON POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS OF LIGHT-CURED COMPOSITES DURING THE INITIAL CURING STAGE. Dent Mater 2010; 26: 1024-1033.

- **Pires-De -Souza FCP, Drubi Filho B, Casemiro LA, García LFR, Consani S.** POLYMERIZATION SHRINKAGE STRESS OF COMPOSITE PHOTOACTIVATED BY DIFFERENT LIGHT SOURCES. Braz Dent J 2009; 20 (4): 319-324.

- **Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW.** EFFECTS OF POLYMERIZATION CONTRACTION IN COMPOSITE RESTORATIONS. J Dent 1992; 20:178-182.

- **Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H.** Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. Oper Dent. 1994;19:59-64.

- **Torres CRG, Gutierrez NC, Martinelli CD, Pucci CR, Borges AB.** BOND STRENGTH OF PURE ORMOCER X METHACRYLATE COMPOSITES TO ENAMEL/DENTIN. J Dent Res 2015; 94 Spec Iss A: 2082.

- **Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J.** RELATIONSHIP BETWEEN BOND STRENGTH TESTS AND CLINICAL OUTCOMES. Dent Mater 2010; 26:e100-e120.

- **Watts DC and Cash JA.** KINETIC MEASUREMENTS OF PHOTO-POLYMERIZATION CONTRACTION IN RESINS AND COMPOSITES. Meas. Sci. Technol 1991; 2: 788.

- **Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R.** SILORANES IN DENTAL COMPOSITES. Dental Mater 2005; 21:68-74.

- **Yamakuchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A.** Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. Dent Mater 2006; 22 (5):420-425.

